

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2016-150229

(P2016-150229A)

(43) 公開日 平成28年8月22日(2016.8.22)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/12 (2006.01)	A 6 1 B 17/39	3 1 O 4 C 1 6 O
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/39	3 2 O 4 C 1 6 1
	A 6 1 B 1/00	3 3 4 D

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2015-31111 (P2015-31111)
 (22) 出願日 平成27年2月19日 (2015.2.19)

(出願人による申告) 平成23年度、経済産業省、課題解決型医療機器の開発・改良に向けた病院・企業間の連携支援事業(総合特区推進調整費)「我が国の内視鏡治療の世界標準化へ向けた統合型次世代医療機器の開発・改良」、及び平成24年度、経済産業省、課題解決型医療機器等開発事業(総合特区推進調整費)「我が国の内視鏡治療の世界標準化へ向けた統合型次世代医療機器の開発・改良」、及び平成26年度、経済産業省、医工連携事業化推進事業(総合特区推進調整費)「我が国の内視鏡治療の世界標準化へ向けた統合型次世代医療機器の開発・事業化」に係る

(71) 出願人 592085964
 山科精器株式会社
 滋賀県栗東市東坂525番地
 (71) 出願人 504176911
 国立大学法人大阪大学
 大阪府吹田市山田丘1番1号
 (74) 代理人 100100549
 弁理士 川口 嘉之
 (74) 代理人 100113608
 弁理士 平川 明
 (74) 代理人 100123319
 弁理士 関根 武彦
 (74) 代理人 100123098
 弁理士 今堀 克彦

最終頁に続く

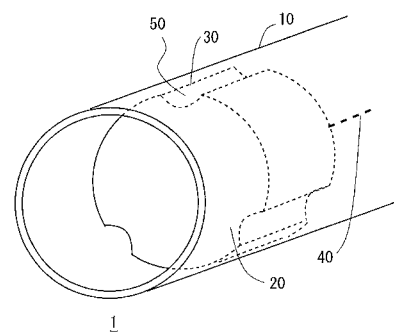
(54) 【発明の名称】 内視鏡用カテーテル

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】生体組織を吸着、牽引、凝固、止血ができる多機能でありながらシンプルな構造のカテーテルを提供する。

【解決手段】管部10の遠位端近傍に設けられた孔と、管部10の内部における孔の近位端側に設けられたエネルギー素子と、を備えた内視鏡用カテーテル1であって、エネルギー素子は、管部10の内部の空洞に配置され所定のエネルギーを発生可能なエネルギー発生部20と、エネルギー発生部の表面を一部に含んで形成され、孔と管部における該エネルギー発生部の近位端側の領域を連通可能とする連通路50とを有する構成とする。

【選択図】図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

管部の遠位端近傍に設けられた孔と、
前記管部の内部における前記孔の近位端側に設けられたエネルギー素子と、を備えた内視鏡用カテーテルであって、

前記エネルギー素子は、前記管部の内部の空洞に配置され所定のエネルギーを発生可能なエネルギー発生部と、前記エネルギー発生部の表面を一部に含んで形成され前記孔と前記管部における該エネルギー発生部の近位端側の領域を連通可能とする連通路と、を有することを特徴とする内視鏡用カテーテル。

【請求項 2】

前記連通路は、前記エネルギー発生部の外形と前記管部の内壁とによって形成されることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用カテーテル。

【請求項 3】

前記エネルギー発生部は、前記管部の内径と略同径の円柱状の形状を有し、
前記連通路は、前記円柱状のエネルギー発生部の側面に設けられた溝と、前記管部の内壁とによって形成されることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡用カテーテル。

【請求項 4】

前記エネルギー発生部が発生するエネルギーは、熱、所定周波数の電流、電磁波、レーザー光及び音波のいずれかを含むことを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の内視鏡用カテーテル。

【請求項 5】

前記孔は、前記管部の内部における空洞の、前記管部の遠位端における開口部であることを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の内視鏡用カテーテル。

【請求項 6】

前記エネルギー発生部の遠位端は、前記孔より所定距離近位端側に配置され、
前記管部における該エネルギー発生部の近位端側の領域から前記管部内の気体または液体を吸引することで、前記孔から生体組織を吸引することが可能であり、
前記孔から生体組織を吸引した際に、吸引された組織が前記孔から前記管部の内部に侵入して前記エネルギー発生部の遠位端に接触可能としたことを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の内視鏡用カテーテル。

【請求項 7】

前記管部は、軟性内視鏡または軟性内視鏡が挿入される内視鏡用オーバーチューブに設けられた処置具チャンネルに挿通可能に形成されたことを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の内視鏡用カテーテル。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、洗浄、吸引、切開、焼灼、凝固、止血、排煙などの多機能を有する内視鏡用カテーテルに関する。

【背景技術】**【0002】**

従来、患者の体腔内における洗浄、吸引、切開、焼灼、凝固、止血、排煙などの機能を有する内視鏡用カテーテルが実用に供されている（例えば、特許文献 1）。この技術においては、内視鏡用カテーテルの遠位端の先端近傍に孔が設けられており、該孔が、該カテーテルの内径よりも小さい直径を有し、複数存在する。また、該カテーテルの先端近傍にエネルギー素子をさらに備えている。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0003】**

【特許文献 1】 国際公開第 2011/114902 号パンフレット

10

20

30

40

50

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、上記のカテーテルにおいては、その先端からエネルギー素子としての電極が露出した態様となっている。このため、例えば上記のカテーテルの電極から高周波電流を発生させることで生体組織を凝固、止血を行う場合、先端の電極から高周波電流が生体内で拡散し、術者が意図しない範囲の生体組織が凝固される可能性があった。また、熱損傷の範囲の制御をするために生体組織を少し引っ張り上げて凝固をすることが求められる場合があるが、上記のカテーテルにおいては、押し付けながら凝固するために、組織が薄い部位を好適に引っ張り上げて凝固することが困難な場合があった。

10

【0005】

本件開示の技術は、上記の事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、シンプルな構造で、患者の体腔内における洗浄、吸引、切開、焼灼、凝固、止血、排煙などの多機能を有するとともに、これらの機能をより効率的に発揮することが可能な内視鏡用カテーテルを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記の課題を解決するための本発明においては、管部の遠位端近傍に孔が設けられ、管部の内部における前記孔の近位端側にエネルギー素子が配置されている。また、このエネルギー素子は、管部の内部の空洞において所定のエネルギーを発生可能なエネルギー発生部を有している。そして、本発明においては、このエネルギー発生部の表面を一部に含んで形成された連通路によって、管部におけるエネルギー発生部の前記孔側とエネルギー発生部の近位端側の領域が連通され、この連通路を介して洗浄、吸引、排煙などを可能としたことを最大の特徴とする。

20

【0007】

より詳しくは、本件開示の内視鏡用カテーテルは、管部の遠位端近傍に設けられた孔と、管部の内部における孔の近位端側に設けられたエネルギー素子と、を備えた内視鏡用カテーテルであって、エネルギー素子は、管部の内部の空洞に配置され所定のエネルギーを発生可能なエネルギー発生部と、エネルギー発生部の表面を一部に含んで形成され孔と管部における該エネルギー発生部の近位端側の領域を連通可能とする連通路とを有する。

30

【0008】

これによれば、カテーテルの管部の内部の空洞にエネルギー素子のエネルギー発生部を配置した上で、連通路を介して良好に洗浄、吸引、排煙などの機能を発揮することが可能となる。そして、前記孔から生体組織を吸引し、エネルギー発生部から発生させたエネルギーによって、吸引された生体組織を選択的に切開、焼灼、凝固、止血するといった効率的な処置が可能となる。

【0009】

また、連通路は、エネルギー発生部の外形と前記管部の内壁とによって形成されてもよい。また、エネルギー発生部は、管部の内径と略同径の円柱状の形状を有し、連通路は、円柱状のエネルギー発生部の側面に設けられた溝と、管部の内壁とによって形成されてもよい。これにより、生体組織を吸着、牽引、凝固、止血ができる多機能でありながらシンプルな構造の内視鏡用カテーテルが実現される。

40

【0010】

さらに、エネルギー発生部が発生するエネルギーは、熱、所定周波数の電流、電磁波、レーザー光及び音波のいずれかを含んでもよい。これにより、エネルギー素子から発生される種々の電流、電磁波、音波を生体組織に対する処置に使用することができる。

【0011】

また、孔は、管部の内部における空洞の、管部の遠位端における開口部であってもよい。これによれば、カテーテルの遠位端をそのまま生体組織に当接させることで良好に吸引、牽引などの機能を発揮することが可能である。また、カテーテルの管部は一般的に円筒

50

状の形状を有するので、側面に孔を設けるより、遠位端の開口部を孔として用いることで、吸引時の生体組織との密着性を向上させることが可能となる。その結果、より効率的に生体組織の吸引や牽引を行うことが可能となる。

【0012】

さらに、エネルギー発生部の遠位端は、孔より所定距離近位端側に配置され、管部における該エネルギー発生部の近位端側の領域から管部内の気体または液体を吸引することで、孔から生体組織を吸引することが可能であり、孔から生体組織を吸引した際に、吸引された組織が孔から管部の内部に侵入してエネルギー発生部の遠位端に接触可能としてもよい。これによれば、吸引されて管部の内部に侵入した生体組織を、エネルギー発生部によって選択的に、より確実に処置することが可能となる。

10

【0013】

さらに、管部は、軟性内視鏡または軟性内視鏡が挿入される内視鏡用オーバーチューブに設けられた処置具チャンネルに挿通可能に形成されてもよい。そうすれば、上記で説明した内視鏡用カテーテルと、軟性内視鏡または内視鏡用オーバーチューブとの協働を実現することができ、より効率的な内視鏡治療を実現することが可能である。

【発明の効果】

【0014】

本件開示の技術によれば、シンプルな構造で、患者の体腔内における洗浄、吸引、切開、焼灼、凝固、止血、排煙などの多機能を有するとともに、これらの機能をより効率的に発揮することが可能な内視鏡用カテーテルを提供することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】一実施形態における内視鏡用カテーテルの概略構成を示す図である。

【図2】一実施形態における内視鏡用カテーテルの正面図である。

【図3】一実施形態における内視鏡用カテーテルの斜視図である。

【図4】一実施形態における内視鏡用カテーテルを用いて生体組織を吸引した場合の例を示す図である。

【図5】一変形例における内視鏡用カテーテルの正面図である。

【図6】一変形例における内視鏡用カテーテルの正面図である。

【発明を実施するための形態】

30

【0016】

以下に、図面を参照して本発明の実施の形態について説明する。まず、以下の説明における用語について説明する。「開腹手術」とは、患者の生体を切り開いて行う手術である。「微細（微小）手術」とは、顕微鏡下で行うような、細かな操作が求められる手術である。脳神経や微小血管などの小さな組織が手術の対象となる。「鏡視下手術」とは、内視鏡を用いた手術である。

【0017】

また、「内視鏡」とは、光学系で生体内部を観察する医用器具。内視鏡には、硬性鏡と軟性鏡とがある。「硬性鏡」とは、筒の両端にレンズがついたリジッドな構造の内視鏡である。硬性鏡には、膀胱鏡、胸腔鏡、腹腔鏡などがある。「軟性鏡」とは、柔軟な素材を用いて可撓性を有する内視鏡である。軟性鏡には、光学系として光ファイバーを用いたものと、CCD（Charged-Coupled Device）を用いたものとがある。軟性鏡には、気管支鏡、上部消化管内視鏡、小腸内視鏡、大腸内視鏡などがある。

40

【0018】

ここで、上記の手術では、高周波電流を用いて生体組織の凝固や止血ができる鉗子類が使用される場合がある。この鉗子類としては、「生体組織に電極を押し付けて使うタイプ（ナイフ電極）」と「ピンセットの様に生体組織を摘んで把持して使うタイプ（止血鉗子）」とが挙げられる。これらの多くはモノポーラ構造であり、鉗子が1つの電極となり、生体に別途接触している対極板と呼ばれる電極との間で電流が流れる。

【0019】

50

上記のナイフ電極を用いた内視鏡用カテーテルとしては、その先端から洗浄液を吐出することを可能とした処置具等がある。しかしながら、このタイプの内視鏡用カテーテルでは、管部の先端が、電極部の近位端側にあり、ナイフ部が管部の先端の開口から突出する構造となっている。

【0020】

よって、開口と生体組織を当接させた場合にも密着性を向上させることが困難であり、生体組織を好適に吸引または牽引することができない。また、ナイフ電極の生体組織への押し付け力が強かったり、高周波電流の出力が高すぎたりすると、生体組織の凝固が進み過ぎて、処置後に組織穿孔を起こす場合があった。また、上記の構成においては、高周波電流が生体組織に拡散するので、凝固範囲が広くなり正常な組織にまで熱損傷が加わる虞があった。

10

【0021】

また、止血鉗子は、洗浄吸引機能を有しておらず、出血量が多いと血液を取り除けないため出血点の特定が困難で止血処置ができない。そうすると、内視鏡のジェット機能（洗浄液の吐出）と吸引機能を併用しながら処置を行う必要があるため、止血鉗子の操作が複雑になる。また、止血鉗子を使用した場合も生体内において高周波電流が拡散するので、凝固範囲が広くなり正常な組織にまで熱損傷が加わる虞があった。

【0022】

図1には、本発明の一実施形態における内視鏡用のカテーテル1を側面から見た概略構成図を示す。また、図2に、カテーテル1の正面図を示す。また、図3にカテーテル1の斜視図を示す。なお、以下の説明において、カテーテル1の管部10の端面10a側をカテーテル1の遠位端側とし、カテーテル1の図示しない他端側をカテーテル1の近位端側と称する。

20

【0023】

図1～図3に示すように、カテーテル1は、細径の管部10を有する。管部10は、可撓性、強度、低摩擦性、絶縁性などを有する軟質樹脂により形成されている中空円筒形状の部材である。管部10を形成する素材としては、例えば、ポリ塩化ビニル、ポリエチレン、ポリエステル、ポリウレタン、ポリアミド、シリコーン樹脂、PTFE、PFA、ポリプロピレン、ナイロン、ポリエーテルエーテルケトン（PEEK）、POMなどが挙げられる。これらの素材は単独で用いてもよく、他の素材と組み合わせて用いてもよい。

30

【0024】

管部10の長さは一例として2000～2500mmである。また、管部10の外径は一例として2.6mmである。なお、管部10の外径はこれに限らず1～5mm程度に構成することができる。このため、一般的な内視鏡や内視鏡用オーバーチューブの処置具チャンネルにカテーテル1を挿通させることができ、内視鏡用オーバーチューブ先端の処置具口からカテーテル1の遠位端側の端面10aを突出させ、内視鏡用処置具として使用することが可能である。

【0025】

管部10の遠位端側の端面10aは開口している。また、管部10の内部の空洞において、管部10の内壁10bに接するように、電極20が配設されている。なお、電極20が本実施例におけるエネルギー発生部の一例に相当する。図1においては管部10の内壁10bを二点鎖線で示す。電極20は、管部10の内径と略同径の円柱状の形状を有しており、いわゆるシマリバメ状態で管部10に嵌っている。管部10の遠位端側の端面10aから電極20の遠位端側の面20bまでの距離は、一例として1.5mmである。電極20はカテーテル1の近位端側においてリード線40と接続されている。

40

【0026】

リード線40は、カテーテル1の近位端まで延伸しており（図示は省略）、図示しない電気手術器（高周波発生器）と接続されている。電気手術器からリード線40を経由して供給される電力により、電極20は高周波電流を発する。なお、カテーテル1を患者の体腔内に挿入する際に、患者の体側に対極板（図示せず）を取り付けてもよい。これにより

50

、電極 20 から発生される高周波電流を使用して、患者の生体組織に対する種々の処置を行うことができる。ここで、本実施例におけるエネルギー素子は、電極 20 とリード線 40 を含んで構成される。

【0027】

ここで、図 1 ~ 図 3 に示すように、電極 20 の外周面には管部 10 の遠位端側から近位端側に延伸する凹部 30 が形成されている。図 1 においては凹部 30 を点線にて示す。また、図 2 に示すように、凹部 30 は電極 20 の外周面に約 120 度間隔で 3 個設けられている。なお、凹部 30 の数はこれに限られるものではない。この構成では凹部 30 と管部 10 の内壁 10b との間には空間ができる。この空間が流路 50 を形成することにより、管部 10 内において、遠位端側の端面 10a の開口から流入する気体（空気など）や流体（体液、洗浄液など）が、流路 50 を通過して管部 10 の近位端側に移動することができる。

10

【0028】

また、管部 10 内において、気体や流体を近位端側から供給し、流路 50 を通過して管部 10 の遠位端側の端面 10a の開口から吐出させることもできる。なお、管部 10 の遠位端側の端面 10a の開口が、本実施例における管部の遠位端近傍に設けられた孔の一例に相当する。また、電極 20 の凹部 30 と管部 10 の内壁 10b で形成される流路 50 は本実施例において連通路に相当する。なお、本実施例では、凹部 30 は管部 10 の長手方向、すなわち軸 AX（図 1 において一点鎖線にて示す）方向に平行に延伸するように設けられているが、例えば螺旋状など種々の形状で延伸するように設けることもできる。

20

【0029】

本実施例においては、例えば、管部 10 の遠位端側の端面 10a が患者の体腔内の生体組織と対向するように管部 10 の姿勢を制御し、流路 50 を介して管部 10 の遠位端側から近位端側に空気を吸引することで、生体組織を端面 10a の開口に吸着させることが可能である。この吸着力を利用して管部 10 によって生体組織を牽引することが可能となる。また、上記の吸引力を適切に制御することで、端面 10a の開口から生体組織を管部 10 内に引き込む（侵入させる）ことも可能である。

【0030】

図 4 に、生体組織 100 が管部 10 の端面 10a の開口から管部 10 内に引き込まれた状態の一例を示す。図 4 に示すように生体組織 100 が管部 10 内に引き込まれた状態において電極 20 に電力を供給することにより、管部 10 内において電極 20 から管部 10 内に引き込まれた生体組織 100 に選択的に高周波電流を供給することが可能である。これにより、生体組織 100 は高周波電流により加熱されて凝固される。

30

【0031】

なお、この際、管部 10 内に引き込まれた生体組織 100 を、電極 20 に接触させるようにすることが望ましい。これにより、生体組織 100 のうち、電極 20 に接触した箇所についてより集中的に高周波電流を供給することができ、当該箇所をより確実に凝固させることが可能である。例えば、管部 10 内に引き込まれた生体組織 100 に出血点が存在する場合は、電極 20 と出血点とが接触するように生体組織 100 を管部 10 内に吸着させることで、電極 20 から流れる高周波電流によって生体組織 100 の止血をピンポイント的に施すことができる。

40

【0032】

このように本実施例においては、管部 10 の遠位端側の端面 10a と電極 20 との間の空間内に生体組織 100 を引き込むことができ、対象箇所により選択的に凝固、止血などの処置を行うことができる。また、従来の鉗子とは異なり、電極 20 は管部 10 の遠位端側の端面 10a から露出せず、管部 10 内に配設されており、さらに管部 10 は電氣的に絶縁されている。

【0033】

このことにより、電極 20 から発生する高周波電流が管部 10 の外部の生体組織 100 に拡散することを抑制できる。このため、電極 20 から生体組織 100 に高周波電流が流

50

れる範囲を管部 10 内に限定することができ、管部 10 内に引き込まれた生体組織 100 に、より集中的に強力な高周波電流を供給することができる。

【0034】

なお、本実施例におけるカテーテル 1 を患者の体腔内に挿入し、 -10 kPa 以上の負圧で吸引することで、管部 10 の遠位端側の端面 10a の開口が生体組織 100 に張り付くことがわかった。さらに吸引の負圧を上昇させると、管部 10 の遠位端側の端面 10a の開口に張り付いた生体組織 100 が、管部 10 内に引き込まれる。生体組織 100 の管部 10 内への引き込み量は、負圧の上昇に応じて多くなることがわかった。また、 -30 kPa 以上の負圧で吸引することで、生体組織 100 が管部 10 内の電極 20 の遠位端側の面 20b と接することがわかった。このとき、生体組織 100 を管部 10 によって充分に牽引することもできる。また、管部 10 内に引き込まれた生体組織 100 に対して、電極 20 に $30 \sim 120\text{ W}$ の電力を供給し、電極 20 から生体組織に高周波電流を流すことで生体組織 100 の凝固ができることがわかった。なお、上記の吸引の負圧と生体組織 100 の管部 10 内への引き込み量の関係は一例にすぎず、管部 10 の内壁 10b の厚さや生体組織 100 の種類や状態に応じて負圧の圧力は適宜変更できる。

10

【0035】

以上が本実施例に関する説明であるが、本発明に係る内視鏡用カテーテルの構成は、上記の実施例に示したものに限定されるものではなく、本発明の技術的思想と同一性を失わない範囲内において種々の変更が可能である。例えば、上記の実施例では、電極 20 はシマリバメ状態で管部 10 に嵌まっているが、電極 20 の側面と管部 10 の内壁 10b との間に隙間を設けてスキ間バメあるいは中間バメの状態電極 20 を管部 10 内に摺動可能に配設してもよい。例えば、電極 20 や流路 50 の形状は様々な形状が考えられる。図 5 に上記の一変形例としてのカテーテル 1 の正面図を示す。図 5 において、上記の実施例と同様の構成については同一の番号を付し、詳細な説明を省略する。

20

【0036】

図 5 に示す例においては、電極 20 の形状を六角柱として、軸 AX に垂直な平面における断面が六角形となるように形成されている。また、図 5 に示す正面図において、電極 20 の断面の六角形の頂点がそれぞれカテーテル 1 の管部 10 の内壁 10b と略接するように、電極 20 が管部 10 内に配設されている。この場合には、電極 20 の側面 20a と内壁 10b との間にできる空間が流路 50 となる。

30

【0037】

さらに別の変形例として、図 6 に示すように、電極 20 を管部 10 の内径と略同径の円柱状の形状を有するように形成し、さらに電極 20 に、電極 20 内を遠位端側から近位端側に貫通する流路 60 を設ける構成としてもよい。このように流路が電極 20 の表面の一部を含んで形成されることで、生体組織の吸引、吸着、牽引などを好適に実施することができる。ここで電極の表面とは、カテーテルの管部の内壁と対向する電極の側面のみならず、電極の正面や電極を貫通する穴の内面を含むものである。

【0038】

さらに、上記のカテーテルにおいて、電極の代わりに電力が供給されることで発熱する発熱素子によって生体組織に熱を供給してもよい。また、電極の代わりに超音波を発生する超音波素子によって生体組織に超音波や衝撃波を供給してもよい。さらに、電極から生体組織に電磁波を供給するようにしてもよい。この電磁波としては、マイクロ波、ラジオ波、レーザー光など種々の周波数及び特性の電磁波を使用することが可能である。さらに、上記電極を用いて生体組織の止血や腫瘍の焼灼などを行う際に、アルゴンガスを別途供給する APC (Argon Plasma Coagulation) を採用することもできる。

40

【0039】

また、本発明においては、上記の電極 20 を管部 10 内において管部 10 の長手方向に移動可能に設けることで、電極 20 と管部 10 の遠位端側の端面 10a との距離を調整し、電力 20 の凹部 30 と管部 10 の内壁 10b との間に形成される流路 50 を用いて吸引を行う際の吸引力や生体組織を管部 10 内に吸着させたときの牽引力を調整することがで

50

きる。また、その際の生体組織と電極 20 の接触状態を調整することができる。

【0040】

また、上記の実施例においては、管部 10 の端面 10a における開口を孔として利用したが、孔の構成は上記に限られない。例えば、管部 10 の端面 10a は閉塞状態とした上で、孔を管部 10 の側面や端面に別途設けてもよい。孔の径や数も変更可能である。さらに、管部 10 の先端の形状を円筒状とは異なる先端形状とし、該先端形状のいずれかの箇所孔を設けるようにしてもよい。さらに、管部 10 の端面 10a を、管部 10 の軸に垂直な端面とする必要はなく、管部 10 の軸に対して傾斜を有するように構成してもよい。加えて、管部 10 の遠位端の形状は、単に円筒を切断した形状である必要はなく、先端にテーパや R をつけるなど、適宜加工を施しても構わない。

10

【0041】

さらに、上記では、カテーテル 1 を軟質樹脂を用いて形成しているが、カテーテル 1 の管部 10 を金属製の管状部材として形成し、管部 10 の内壁 10b に絶縁部材を配して電極 20 から発生した高周波電流が管部 10 の外部に拡散しないように構成してもよい。また、本発明のカテーテル 1 は、消化管腔内の止血処置に有用であり、微細手術や鏡視下手術などにおける処置に用いることができる。ここで、微細手術としては、脳外科や血管外科における手術が想定される。また、鏡視下手術としては、硬性鏡を用いる腹腔鏡下手術や胸腔鏡化手術、軟性鏡を用いる消化器内視鏡手術や気管支鏡手術などが想定される。

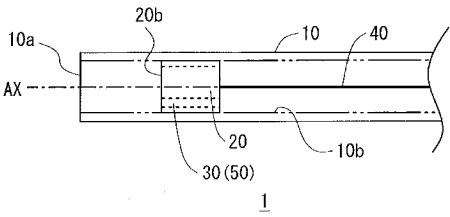
【符号の説明】

【0042】

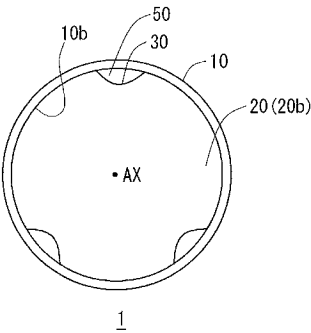
1	カテーテル
10	管部
10a	端面
10b	内壁
20	電極
30	凹部
50、60	流路

20

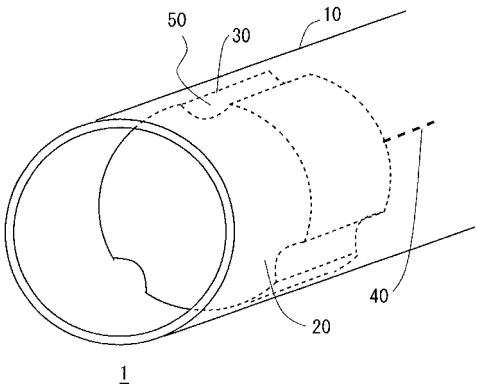
【 図 1 】



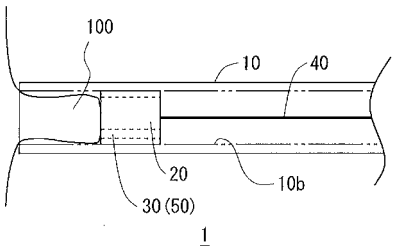
【 図 2 】



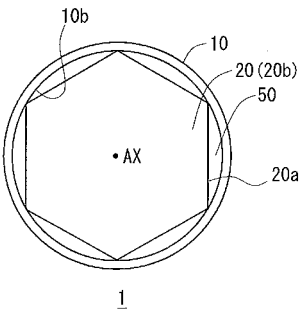
【 図 3 】



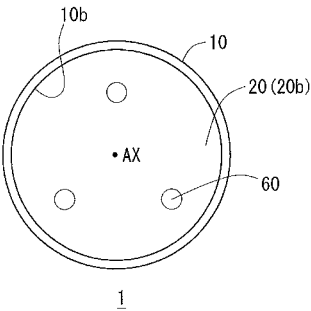
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



フロントページの続き

- (74)代理人 100125357
弁理士 中村 剛
- (72)発明者 中島 清一
大阪府吹田市山田丘 1 番 1 号 国立大学法人大阪大学内
- (72)発明者 加藤 元彦
大阪府吹田市山田丘 1 番 1 号 国立大学法人大阪大学内
- (72)発明者 保坂 誠
滋賀県栗東市東坂 5 2 5 番地 山科精器株式会社内
- F ターム(参考) 4C160 KK03 KK04 KK06 KK14 KK36 KK57
4C161 GG15

专利名称(译)	内窥镜导管		
公开(公告)号	JP2016150229A	公开(公告)日	2016-08-22
申请号	JP2015031111	申请日	2015-02-19
[标]申请(专利权)人(译)	山科精器株式会社 国立大学法人大阪大学		
申请(专利权)人(译)	山科精器株式会社 国立大学法人大阪大学		
[标]发明人	中島清一 加藤元彦 保坂誠		
发明人	中島 清一 加藤 元彦 保坂 誠		
IPC分类号	A61B18/12 A61B1/00		
FI分类号	A61B17/39.310 A61B17/39.320 A61B1/00.334.D A61B1/018.515 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK14 4C160/KK36 4C160/KK57 4C161/GG15		
代理人(译)	川口义行 平川 明 关根武彦 胜彦Imahori 中村刚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种导管，该导管具有多功能但简单的结构，能够吸收，拉动，凝结和阻止生物组织的出血。内窥镜导管（1）包括：在管部（10）的前端附近设置的孔；以及在管部（10）的内部的孔的基端侧设置的能量元件。能量元件通过包括布置在管部分10内部的腔中并且能够在其一部分中产生预定能量和能量产生部分的表面的能量产生部分20以及孔和管部分中的能量而形成。连通路径（50），其使产生部的基端侧的区域连通。[选择图]图3

